



Centro Universitário de Brasília - UniCEUB

Faculdade de Ciências Exatas e Tecnologia –FAET

Curso de Engenharia de Computação

PROJETO FINAL

PROJETO DE CONCLUSÃO DO CURSO

BOMBA DE INFUSÃO DE INSULINA MICROCONTROLADA

Autor: Augusto Barbosa Cavalcanti (RA: 2031727-0)

Orientador: Prof. M. C. Claudio Penedo

BRASÍLIA - DF

2º SEMESTRE DE 2007

AUGUSTO BARBOSA CAVALCANTI

PROJETO FINAL
BOMBA DE INFUSÃO DE INSULINA MICROCONTROLADA

BRASÍLIA-DF
2º SEMESTRE DE 2007

Aos meus pais.

AGRADECIMENTOS

Talvez essa, a parte a ser escrita com maior zelo e atenção, pois qualquer equívoco não resulta em erro técnico, mas pior, injustiça.

Paciência, compreensão, mais que conhecimento, são essas as qualidades das pessoas a quem devo primeiro agradecer.

Primeiro agradeço aos meus pais, Mário e Eliene, que incondicionalmente me apoiaram, me ajudando a caminhar para frente, enfrentar meus medos e corrigir meus erros.

À minha namorada, Maria, agradeço pela compreensão. À ela, também agradeço por me substituir nos plantões quando mais precisei e, principalmente, por manter-se firme ao meu lado, mesmo nas noites mal dormidas.

Ao meu irmão, Filipe, pelos conselhos sempre pertinentes.

Agradeço a todos os professores que, sem dúvida, tiveram participação essencial na minha formação. Em destaque os professores Penedo e Javier, que me acompanharam mais de perto nesta última etapa.

Por fim, agradeço a todos os meus colegas que tornaram estes 5 anos agradáveis e indeléveis da memória.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	III
LISTA DE TABELAS.....	IV
LISTA DE SIGLAS.....	V
RESUMO	VI
ABSTRACT	VII
Capítulo 01 – INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos.....	2
1.2 Métodos	3
1.3 Limitações do Trabalho	4
1.4 Estrutura do Trabalho	4
Capítulo 02 – O DIABETES MELLITUS	6
2.1 Importância do controle glicêmico	7
2.2 Bombas de Infusão de Insulina	7
Capítulo 03 – DESCRIÇÃO DO HARDWARE	10
3.1 O Kit dsPICLAB	10
3.2 O motor elétrico e suas engrenagens	13
3.3 A seringa, a cânula e a agulha	14
Capítulo 04 – IMPLEMENTAÇÃO	17
4.1 Premissas	17
4.2 Desenvolvimento	18
4.2.1 Protótipo	20
4.2.2 Firmware.....	23
4.3 Considerações sobre o hardware.....	26
4.4 Dificuldades	27
Capítulo 05 – RESULTADOS E SIMULAÇÕES.....	29
Capítulo 06 – CONCLUSÃO	33
6.1 Sugestões de trabalhos futuros.....	33
GLOSSÁRIO.....	36
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	38
APÊNDICE A – CÓDIGO-FONTE DO PROTÓTIPO.....	39
APÊNDICE B – CÓDIGO-FONTE DE CONTROLE DA DEMONSTRAÇÃO	43
APÊNDICE C – DESCRIÇÃO DETALHADA DA PLACA	45
APÊNDICE D – CÓDIGO-FONTE DO PROTÓTIPO OTIMIZADO	53
APÊNDICE E – CÓDIGO-FONTE DO PROTÓTIPO COM ENTRADA A/D.....	55

Lista de Figuras

Figura 3.1 – Botões do kit e os correspondentes pinos no microcontrolador	11
Figura 3.2 – Leds do kit dsPICLAB	12
Figura 3.3 – Portas de acesso direto ao microcontrolador.....	12
Figura 3.4 – Motor elétrico retirado de um celular.....	13
Figura 3.5 – Ligação caixa de redução-seringa	14
Figura 3.6 – Cânula	15
Figura 3.7 – Exemplos de seringas de dois tamanhos diferentes	16
Figura 4.1 – Projeção esquemática/artística da bomba de insulina desenvolvida	19
Figura 4.2 – Protótipo demonstrativo	21
Figura 4.3 – Miniaturização da bomba	21
Figura 4.4 – Taxa de infusão de insulina no sangue durante o dia	23
Figura 4.4 – Fluxograma do firmware controlador da bomba	24
Figura 4.5 – Materiais utilizados para a fabricação de peças	27
Figura 4.6 – Lupa eletrônica	28
Figura 5.1 – Protótipo final.....	32
Figura C.1 – Botões do kit e os correspondentes pinos no microcontrolador	46
Figura C.2 – <i>Jumpers</i>	47
Figura C.3 – Leds ligados ao kit	48
Figura C.4 – Jumper que determina a comunicação dos leds.....	48
Figura C.5 – Trimpots ligados à entrada analógica do dsPIC.....	49
Figura C.6 – Portas de acesso direto ao microcontrolador	51
Figura C.7 – Esquema elétrico da placa (frente).....	51
Figura C.8 - Esquema elétrico da placa (verso)	52

Lista de Tabelas

Tabela 5.1 – Custo da bomba desenvolvida	29
Tabela 5.2 – Comparativo entre as bombas	30
Tabela C.1 – Pinos dos botões e suas funções	46
Tabela C.2 – Ligações dos leds aos pino do dsPIC.....	49
Tabela C.3 – Posição dos <i>jumpers</i> e suas configurações	50

LISTA DE SIGLAS

SIC – sistema de infusão contínua de insulina

CIS – continuous infusion system

UI – unidades internacionais. Neste trabalho referente a uma medida adimensional para quantificar a insulina. Geralmente apresenta a seguinte relação: $100\text{UI} = 1\text{ml}$.

RESUMO

Os sistemas de infusão contínua de insulina, as bombas de insulina, são alternativa relativamente recente para o tratamento do paciente diabético insulino dependente. Por serem flexíveis no seu uso, confortáveis e de fácil manuseio, representam, no geral, uma melhora na qualidade de vida desse tipo de paciente, substituindo as injeções. Porém, essa tecnologia é detida por alguns grandes laboratórios, fazendo com que esse tipo de tratamento represente alto custo para seu usuário. O presente trabalho descreve o projeto e a construção de um sistema de infusão contínua de insulina, visando o baixo custo e a aplicação de conhecimentos de engenharia. Foram obtidos dados científicos sobre dose e administração adequada de insulina com base em pesquisa bibliográfica. Objetiva-se neste trabalho desenvolver um sistema de infusão de insulina que funciona de forma autônoma. O núcleo do dispositivo projetado é formado por um microcontrolador, um motor elétrico e uma seringa, constituindo um sistema que infunde insulina de ação rápida constantemente, simulando a ação de um pâncreas normal. Isto é, fornecendo doses de insulina o mais próximo possível dos valores fisiológicos. Para demonstrar a viabilidade e a eficácia do sistema, por meio de métodos experimentais, foi construído um protótipo funcionante.

Palavras-chave: bomba de insulina, SIC (sistema de infusão contínua de insulina), insulina, diabetes.

ABSTRACT

Continuous insulin infusion systems, also known as insulin pumps, are relatively new alternative for the treatment of insulin dependent diabetic patients. Due to their flexibility in use, comfort and being easy to handle, they represent, in general, an improvement on the life quality of such patients replacing the injections. This technology is held by a few large laboratories, therefore this type of treatment represents a high cost to its users. This project describes the design and construction of a continuous insulin infusion system, keeping in mind low cost and the application of engineering knowledge. Scientific data was obtained through bibliographical research regarding proper dosage and administration of insulin. The projected insulin infusion system works regardless of other devices. The core of the device consists in a microcontroller, an electric motor and a syringe that gives quick action insulin constantly, simulating the action of a normal pancreas. It provides insulin in doses as close as possible to the physiological values. To demonstrate the feasibility and effectiveness of the system a functional prototype was built and tested through experimental methods.

Keywords: insulin pump, CIS (continuous infusion system), insulin, diabetes.

1 INTRODUÇÃO

Diabetes Mellitus é um distúrbio hormonal causado por disfunção da ação de insulina no corpo que atinge milhões de pessoas no mundo todo (VILAR, 2006).

No diabetes tipo I e em alguns casos de diabetes tipo II, o paciente é incapaz de produzir quantidade suficiente de insulina para manter as funções metabólicas do corpo. Quando isso acontece, o organismo não metaboliza a glicose de forma adequada. É quando a glicose fica alta no sangue e as células do corpo sofrem por falta de energia (GREENSPAN, 2006). Isso, atualmente, significa que seu portador está condenado à dependência de insulina para o resto de sua vida, representando uma diminuição da sua qualidade de vida, já que não pode se exercitar livremente sem ajuste da dose da medicação; o tratamento é constituído de múltiplas agulhadas diárias; há risco de hipoglicemia; não é possível mudar a dieta sem recalcular a dose de insulina.

Mas existem alternativas de tratamento para o diabetes: a bomba infusora de insulina é uma delas. Esse equipamento é um dispositivo já existente no mercado que visa a melhora da qualidade de vida do paciente diabético insulínico dependente, substituindo as injeções de insulina (SBD, 2006). Porém esse tipo de equipamento é de custo elevado se tornando inacessível para a maioria da população. Segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes, um equipamento similar custava cerca de R\$ 12.000 em 2006.

Este trabalho tem por objetivo principal descrever o projeto e a construção de um sistema de infusão contínua de insulina, visando o baixo custo e a aplicação de conhecimentos de engenharia. A partir de dispositivos eletrônicos e de conhecimentos médicos específicos da fisiologia do pâncreas e do metabolismo da glicose, foi desenvolvido um dispositivo que infunde constantemente insulina no tecido subcutâneo do portador de diabetes, sendo possivelmente mais acessível ao paciente diabético que se beneficiaria com o uso da bomba de infusão de insulina comercial comum.

O presente trabalho foi dividido em etapas didáticas que se interpuseram: a aquisição de dados científicos e a construção do dispositivo.

Foram obtidos dados científicos sobre dose e administração adequada de insulina com base em pesquisa bibliográfica. Com conhecimentos adquiridos nas disciplinas: Circuitos Eletrônicos, Mecânica dos Fluidos, Controle e Servomecanismo, Microprocessadores e Microcontroladores entre outras, foi projetado um sistema de infusão de insulina que funciona de forma autônoma. O núcleo do dispositivo projetado é constituído de um microcontrolador, um motor elétrico e uma seringa, constituindo sistema que infunde insulina de ação rápida constantemente, simulando a ação de um pâncreas normal. Isto é, fornecendo doses de insulina o mais próximo possível dos valores fisiológicos. Então foi construído um aparelho portátil e eficaz de infusão de insulina subcutânea, visando o baixo custo.

O aparelho construído é um protótipo funcionante, com o qual são demonstradas a eficácia e a viabilidade do sistema por meio de métodos experimentais.

1.1 Objetivos

O presente trabalho tem por objetivo principal projetar e construir uma bomba de infusão de insulina microcontrolada.

Com base em pesquisa bibliográfica, foram obtidos dados científicos sobre dose e administração adequada de insulina.

Com os conhecimentos adquiridos ao longo do curso de engenharia da computação nas disciplinas: Circuitos Eletrônicos, Mecânica dos Fluidos, Controle e Servomecanismo, Microprocessadores e Microcontroladores entre outras; foi projetado um sistema de infusão de insulina que funciona de forma automática.

Para isso, a partir de um microcontrolador, um motor elétrico e uma seringa, pretende-se construir um dispositivo que infunda constantemente insulina no tecido subcutâneo do portador de diabetes, simulando a ação de um pâncreas normal. Isto é, que seja capaz de fornecer doses de insulina o mais próximo possível dos valores fisiológicos.

Com isso, objetiva-se ainda construir um sistema portátil e eficaz de infusão de insulina subcutânea, tornando essa tecnologia acessível a populações de menor renda.

E, além disso, pretende-se apresentar um protótipo funcionando, que torne claras a eficácia e a viabilidade do sistema por meio de métodos experimentais.

Métodos

Como supracitado, foi projetada e construída uma bomba automática de infusão de insulina, portátil, utilizando-se um microcontrolador e um motor elétrico.

Pretende-se demonstrar que o microcontrolador, núcleo lógico do projeto, programado e alimentado com os dados obtidos na pesquisa bibliográfica, torna-se capaz de, adequadamente, controlar um motor elétrico que infundirá a dose correta de insulina.

O motor elétrico, por sua vez, funciona como uma bomba, infundindo a insulina. Todo o processo é microcontrolado para simular as doses séricas de insulina de um indivíduo hígido. Isto é, o dispositivo é responsável por injetar no tecido subcutâneo do usuário de insulina em ciclos o mais próximo possível do fisiológico.

O projeto é demonstrado na forma de protótipo funcionando. Por

razões éticas, não foram utilizadas cobaias vivas. A demonstração prática procura provar a viabilidade do projeto, utilizando-se dados científicos e simulações *in vitro*. Ou seja, é feita demonstração que prova que a bomba é capaz de infundir os valores de insulina propostos, descrita no corpo do trabalho.

1.3 Limitações do Trabalho

Segundo o Consenso Brasileiro sobre Diabetes: "Idealmente, a eficácia de um tratamento deve ser medida em termos de redução de mortalidade. Estudos que avaliam este desfecho envolvem um grande número de pacientes, são longos e dispendiosos." (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2006). Por isso, não é escopo nem pretensão do presente trabalho provar a eficácia do tratamento do diabetes com o uso de bombas de infusão contínua, mas sim, a partir de dados sobre as vantagens desse tratamento, buscar solução original e mais acessível de construção desses dispositivos.

1.4 Estrutura do Trabalho

O presente trabalho é dividido em 6 capítulos. O primeiro capítulo, INTRODUÇÃO, trata do tema motivador do projeto, descreve os objetivos do mesmo, além das suas limitações. Neste capítulo ainda está inclusa esta seção, que descreve a estrutura de todo o trabalho.

O segundo capítulo, O DIABETES MELLITUS, é uma revisão da literatura no que diz respeito a essa doença, seu tratamento com bombas de infusão de insulina e a importância do controle glicêmico.

O terceiro capítulo, DESCRIÇÃO DO HARDWARE, descreve os componentes físicos utilizados na montagem do protótipo. Um a um, trata de suas características e explica o porquê de sua escolha.

O quarto capítulo, IMPLEMENTAÇÃO, trata de todo o processo de desenvolvimento do protótipo, desde as premissas para sua concepção, até a implementação física do projeto. Constan ainda nesse capítulo as dificuldades enfrentadas na implementação e as vantagens do hardware utilizado.

O quinto capítulo, RESULTADOS E SIMULAÇÕES, mostra os resultados obtidos ao testar o protótipo.

O sexto e último capítulo, CONSIDERAÇÕES FINAIS, traz sugestões de trabalhos futuros e a conclusão do trabalho.

O trabalho conta ainda com um glossário, que contém os termos médicos e técnicos usados neste trabalho.

2 O DIABETES MELLITUS

O Diabetes Mellitus é uma afecção sindrômica, de etiologia múltipla e por vezes mal definida, caracterizada por aumento dos níveis de glicose sérica (cronicamente). É decorrente de disfunção pancreática ou dos receptores periféricos de insulina (SBD, 2003).

O termo diabetes, do grego, significa *sifão* e conota a idéia de *passar através de*, se referindo a um dos principais sintomas desse agravo, que é polidipsia, há 3500 anos. E o termo Mellitus, que significa mel foi acrescentado há mais de 300 anos, se referindo à presença de glicose na urina (ALMEIDA, 1998). Isso mostra quão antigo é o conhecimento dessa doença, profundamente estudada, mas só recentemente melhor compreendida.

Hoje sabe-se que as principais conseqüências do diabetes mellitus são decorrentes do inadequado controle glicêmico das alterações vasculares que causa. Estas alterações resultam em modificações na função de diversos órgãos, podendo ter repercussões graves e crônicas. As principais complicações crônicas são “a nefropatia, com possível evolução para insuficiência renal, a retinopatia, com a possibilidade de cegueira e/ou neuropatia, com risco de úlceras nos pés, amputações, artropatia de Charcot e manifestações de disfunção autonômica, incluindo disfunção sexual. Pessoas com diabetes apresentam risco maior de doença vascular aterosclerótica, como doença coronariana, doença arterial periférica e doença vascular cerebral.” (SBD, 2003)

Daí, tem-se uma idéia de porque o diabetes é um importante problema de saúde pública. A sua incidência, bem como sua prevalência aumentam a cada dia; relaciona-se a complicações que afetam as esferas biológica, psíquica e social de forma contundente; e assim resulta em alto custo para seu portador e para o estado (SBD, 2003).

Ainda segundo o consenso, medidas preventivas contra o Diabetes

Mellitus visam reduzir o impacto da morbidade e da mortalidade de pacientes, se mostrando bastante efetivas nesse propósito. A adoção do tratamento com a bomba de insulina, entre outras coisas, representa uma forma de prevenção secundária dos agravos crônicos do Diabetes no paciente insulino dependente. Isso porque possibilita bom controle dos níveis glicêmicos. Porém esse tipo de terapêutica é de custo elevado, sendo restrito a poucos (SBD, 2006).

2.1 Importância do Controle Glicêmico

Quando a glicose se mantém a níveis elevados no sangue por muito tempo, os efeitos tóxicos da glicose no organismo podem se tornar evidentes. A glicose no sangue, assim como nos mais diversos tecidos do corpo, se liga a proteínas, causando perda parcial ou total de suas funções. À esse fenômeno dá-se o nome de glicação ou glicosilação (BANDEIRA, 2003)

Como já dito, glicação de proteínas ocorre em praticamente todo o corpo, podendo causar disfunção de vários órgãos e sistemas, como vasos, olhos, rins, hematopoiético e nervoso.

Cinco a cada cem pacientes diabéticos com controle perfeitamente adequado, desenvolverão as complicações crônicas da doença, mas importantes estudos mostram que até 75% dos diabéticos, quando têm seus índices glicêmicos bem controlados, podem evitar complicações crônicas, contra 20% de todos os diabéticos, independentemente do controle que mantêm. Isso significa que quanto melhor o controle da glicemia, maiores as chances de não evoluir com complicações crônicas (ALMEIDA, 1998).

2.2 Bombas de Infusão de Insulina

As bombas de infusão contínua de insulina são dispositivos eletromecânicos de administração de insulina em pacientes diabéticos que têm o objetivo de simular os padrões de secreção de insulina dos não-diabéticos.

(principalmente no que diz respeito a infusão basal dessa medicação, sobreposta a picos prandiais) (BONDANSKY,1988).

Esses dispositivos se destacam por serem capazes de manter controle rigoroso da glicemia e permitirem maior liberdade aos seus usuários quanto a dieta e exercícios quando comparados com tratamentos convencionais. Isso significa melhor qualidade de vida e melhor controle da doença (BONDANSKY,1988).

Atualmente existem duas formas de se simular essa excreção:

- 1- os sistemas de ciclo fechado
- 2- sistemas de ciclo aberto

Sistemas de ciclo fechado são os sistemas nos quais há uma aferição automática da glicose sanguínea e da mesma forma, um ajuste automático da infusão de insulina (BONDANSKY,1988).

Sistemas de ciclo aberto são os sistemas onde a aferição de glicose é feita pelo usuário, assim como os ajustes de infusão de insulina (BONDANSKY,1988).

Com um sistema fechado, o sangue venoso é bombeado do paciente para o sensor de medida de glicose na máquina. A partir do dado aferido pelo sensor, um computador calcula quanto de insulina ou de glicose deve ser ministrada ao paciente, para que se mantenha um valor glicêmico previamente fornecido à máquina (BONDANSKY,1988).

Já num sistema de ciclo aberto, não há aferição de glicose automática. Assim, não é possível um "feedback" da máquina. Nesses dispositivos, que podem ser portáteis, a insulina é infundida automaticamente em taxas variáveis. São basicamente duas taxas, a basal (pequena taxa de infusão para manter os níveis fisiológicos de insulina no corpo) e a prandial (taxa mais elevada, que a basal, representando os "picos" de liberação insulina após as refeições) (BONDANSKY,1988).

Quanto às vias de infusão, essas podem ser as mais diversas, como por exemplo a subcutânea, a endovenosa e a intraperitoneal). Nesse sistema (o de ciclo aberto), a monitorização dos índices glicêmicos, pode ser feita pelo próprio paciente com dispositivos de uso doméstico (glicosímetros capilares, transdérmicos ou subcutâneos), “fechando” assim o sistema.

Um bom exemplo de sistema de ciclo fechado é o aparelho chamado de pâncreas endócrino artificial, que monitora os níveis séricos de glicose e, por meio de algoritmos, calcula quanto de insulina ou glicose deve infundir em um acesso venoso do paciente. Esse é um aparelho de alto custo e apresenta o inconveniente de não ser portátil.

No começo da década de 70, alguns pesquisadores conseguiram demonstrar que sistemas de ciclo aberto podem ser quase tão eficientes quanto sistemas de ciclo fechado (BONDANSKY, 1988).

3 DESCRIÇÃO DO HARDWARE

O hardware utilizado para confecção do protótipo do presente trabalho é composto por:

- um kit didático de microcontrolador (kit dsPICLAB);
- um servo-motor e suas engrenagens;
- uma seringa, cânulas e agulhas.

3.1 O Kit dsPICLAB

O kit dsPICLAB é o centro lógico do protótipo. O kit é uma placa com diversos componentes comumente usados em projetos microcontrolados, visando economia de tempo e redução da curva de aprendizado para execução do projeto.

O microcontrolador utilizado nesse kit é o dsPIC30F3012, que agrega funções importantes freqüentemente utilizadas em equipamentos eletrônicos microcontrolados.

Essa placa é um kit didático que, como já dito, agrega diversos componentes. Entre os componentes e funções, podemos destacar o gravador in-circuit, que facilita a implementação, já que não exige que o microcontrolador seja mudado de placa a cada teste. Além disso, o kit tem os cinco botões necessários para o protótipo, que são mostrados na Figura 3.1.

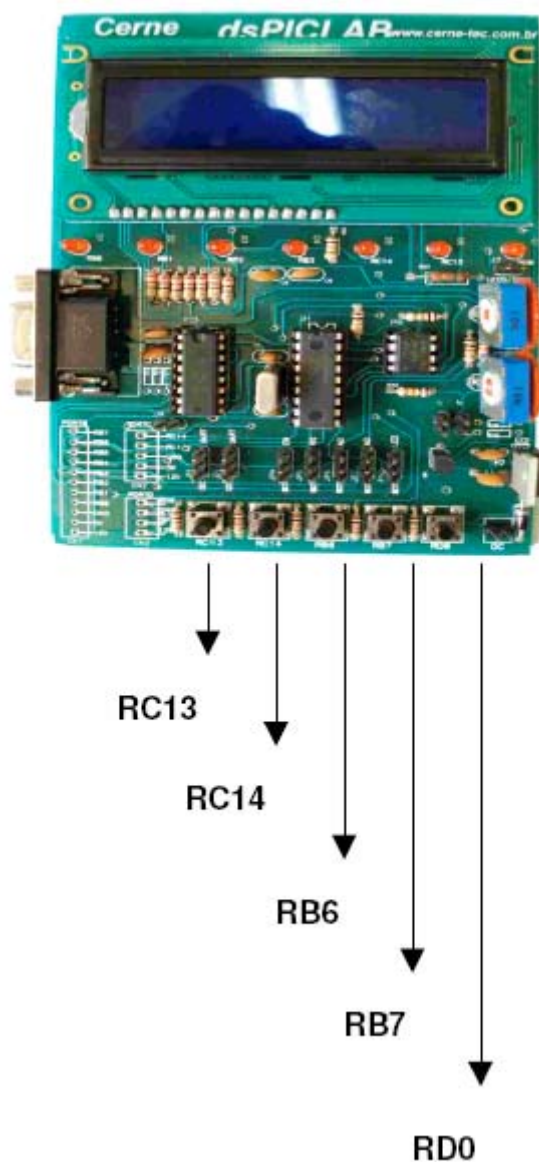


Figura 3.1 – Botões do kit e os correspondentes pinos no microcontrolador

Os códigos RC13, R14, RB6, RB7 e RD0 são referentes às portas do microcontrolador às quais os botões são conectados.

Os leds, que fizeram o papel de motor durante as simulações, são mostrados na Figura 3.2.

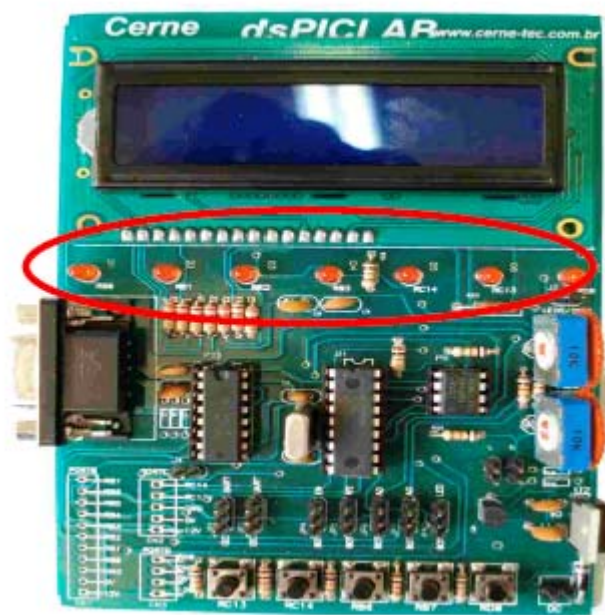


Figura 3.2 – Leds do kit dsPICLAB

As portas de acesso, também se destacam na aplicação em questão, já que são usadas para controlar dispositivos externos (o motor no caso). Essas portas estão em destaque na Figura 3.3.

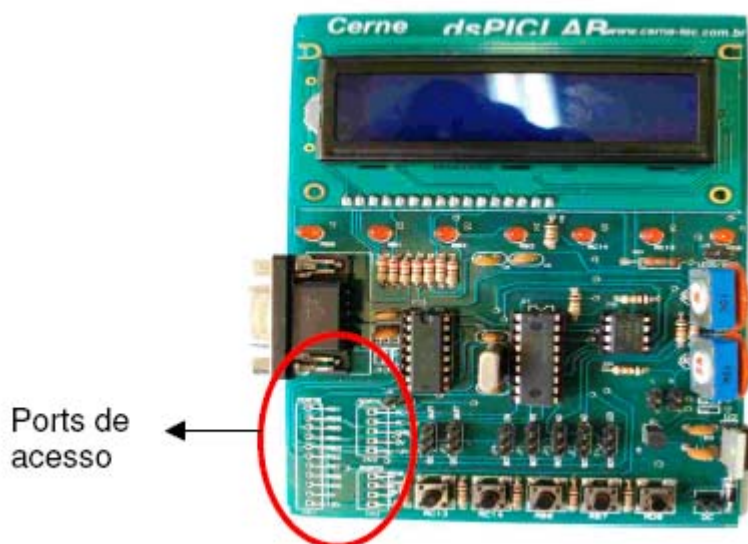


Figura 3.3 – Portas de acesso direto ao microcontrolador

Informações mais detalhadas sobre o kit, constam no apêndice C, elaborado baseado na documentação que acompanha o kit.

3.2 O Motor Elétrico e Suas Engrenagens

O motor utilizado no desenvolvimento do protótipo é, na verdade, um motor elétrico comum e pode ser visto na Figura 3.4. Retirado de um celular obsoleto (o qual tinha a função de *vibracall*), o motor atende às necessidades do projeto por agregar características valiosas nesse tipo de aplicação: baixo peso, baixo consumo de energia, baixo ruído e potência relativamente alta.



Figura 3.4 – Motor elétrico retirado de um celular

O motor é, em conjunto com a caixa de redução e as engrenagens que movimentam o êmbolo da seringa, o núcleo da bomba propriamente dito, pois exercem praticamente toda tarefa mecânica de movimentação do fluido (no caso, a insulina). Esses componentes são mostrados na Figura 3.5.

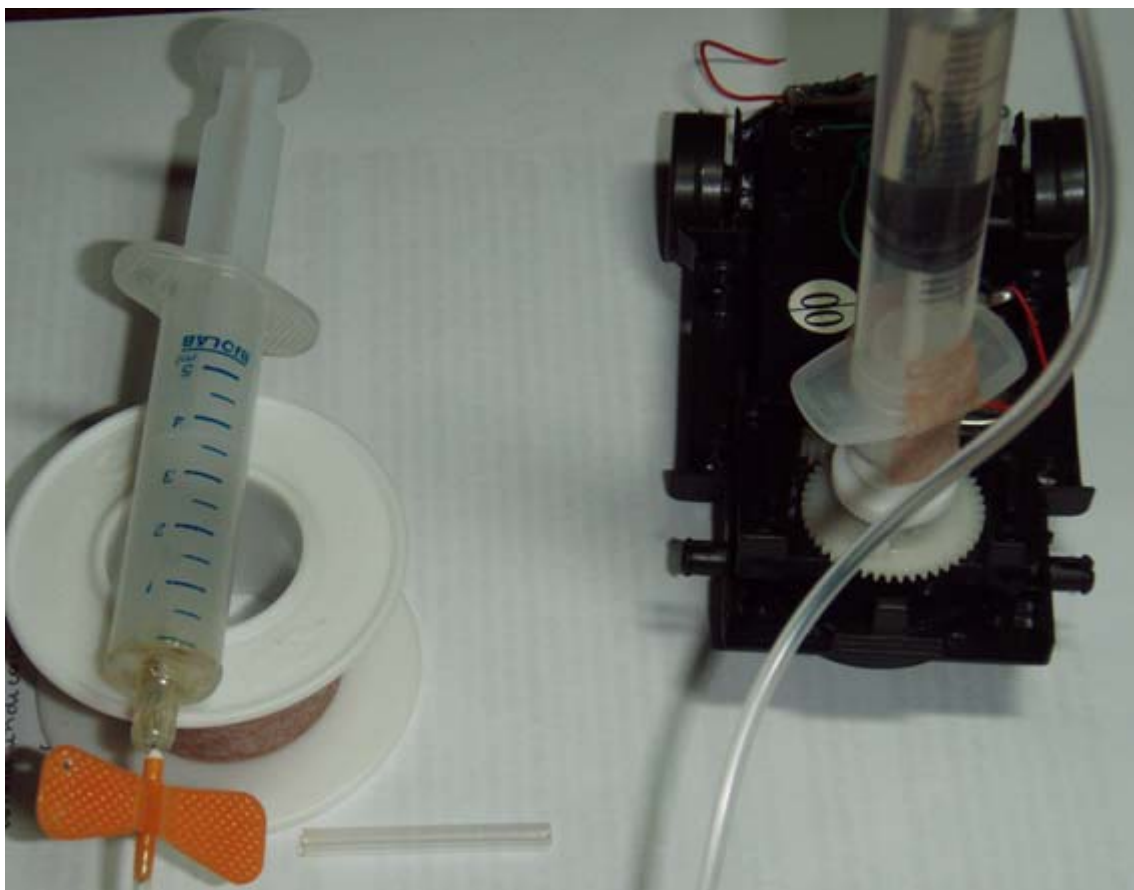


Figura 3.5 – Ligação caixa de redução-seringa

A caixa de redução, utilizada para diminuir o número de rotações e aumentar o torque do motor, é ligada a uma seringa por meio de um trilho em espiral. Observa-se também a seringa ligada à outra, que nesse caso, faz as vezes de uma proveta, mensurando o fluido bombeado.

O trilho gira lentamente, empurrando o êmbolo que, por sua vez, “bombeia” a insulina pela cânula (*scalp*) ao usuário. Esse sistema, garante a precisão da infusão do líquido.

3.3 A seringa, a cânula e a agulha

A seringa, a cânula e a agulha, assim como os outros têm papel fundamental no protótipo proposto. Têm a função de armazenamento, condução e infusão da insulina, respectivamente.

Diferem dos outros e se assemelham entre si por uma característica, constituem a parte descartável do sistema. Devem ser trocados periodicamente para evitar eventuais infecções e obstruções, comuns no uso prolongado desses itens.

A cânula (um *scalp*) é mostrada na Figura 3.6.

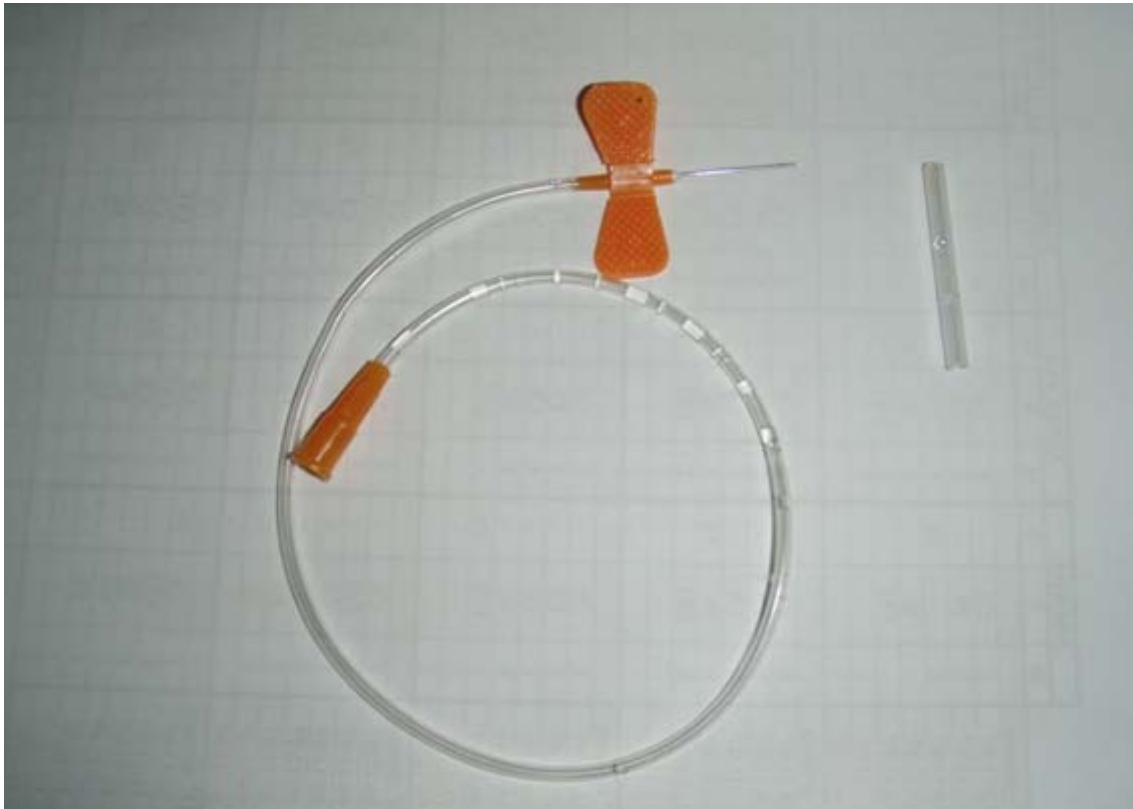


Figura 3.6 - Cânula

A cânula utilizada, não passa de um *scalp* ordinário, de uso hospitalar. *Scalps* assim, são tradicionalmente usados no ambiente hospitalar para manter acessos venosos prolongados. São de baixíssimo custo, mas devem ser trocados periodicamente a fim de evitar complicações, sejam estas de ordem infecciosa, sejam de inutilização da ação do aparelho.

A Figura 3.7, mostra exemplos de seringa utilizadas no desenvolvimento do projeto.



Figura 3.7 – Exemplos de seringas de dois tamanhos diferentes

Seringas de dois tamanhos diferentes foram utilizadas. A menor, de 1ml, comporta até 100UI (unidades internacionais) de insulina. A maior, mais grossa, é capaz de armazenar 500UI de insulina.

Da mesma forma que as cânulas, as seringas devem ser descartadas periodicamente. Para o protótipo, utilizaram-se seringas comuns, compradas em farmácias. O trilho em espiral observado na Figura 3.7 é reaproveitado às trocas de seringas.

4 IMPLEMENTAÇÃO

4.1 Premissas

Todo o projeto foi desenvolvido com base nas seguintes premissas:

- baixo custo;
- facilidade de uso;
- portabilidade;
- eficiência no controle glicêmico;
- segurança.

Baixo custo

Como já dito, as bombas existentes no mercado representam um grande investimento para seus usuários, as tornando muitas vezes inacessíveis a quem poderia se beneficiar com a terapia. Com a diminuição do custo dessa terapia, um número maior de pacientes teria acesso a essa tecnologia. Além disso, aumentaria a adesão do público de maior renda, que também se beneficiaria com a economia.

Para redução de custos, foram usados materiais baratos e o hardware é o mais simples possível, o software foi desenvolvido pelo próprio estudante.

Facilidade de uso

É importante a facilidade de uso, já que o equipamento pode ser utilizado em qualquer idade, desde de idosos (não acostumados com dispositivos eletrônicos), até crianças (que exigem interface amigável e cativante). Por isso, o projeto foi desenvolvido, desejando-se que tivesse o menor número possível de botões, interface amigável e principalmente, intuitiva.

Portabilidade

Obviamente, uma das exigências é que o dispositivo seja portátil, já que deve estar ligado ao usuário a maior parte do dia. Para isso, o projeto foi todo desenvolvido levando-se em conta o tamanho, desde a escolha dos materiais (motor, bateria, botões e até o microcontrolador) até a fabricação de peças específicas para esta aplicação (gabinete e engrenagens). Assim, buscou-se obter o menor tamanho possível.

Eficiência no controle glicêmico

Talvez este, o principal quesito. A bomba foi cuidadosamente planejada para que infundisse taxas o mais precisamente possível.

Segurança

Além da precisão, é preciso segurança, para que por exemplo, disparos de bolus acidentais não ocorram ou que caso a bomba se molhe, a infusão de insulina pare.

4.2 Desenvolvimento

Com as premissas previamente explicadas em mente (baixo custo, facilidade de uso, portabilidade, eficiência no controle glicêmico e segurança), foi formulado desenho esquemático, mostrado na Figura 4.1, a servir de base para o desenvolvimento do projeto.

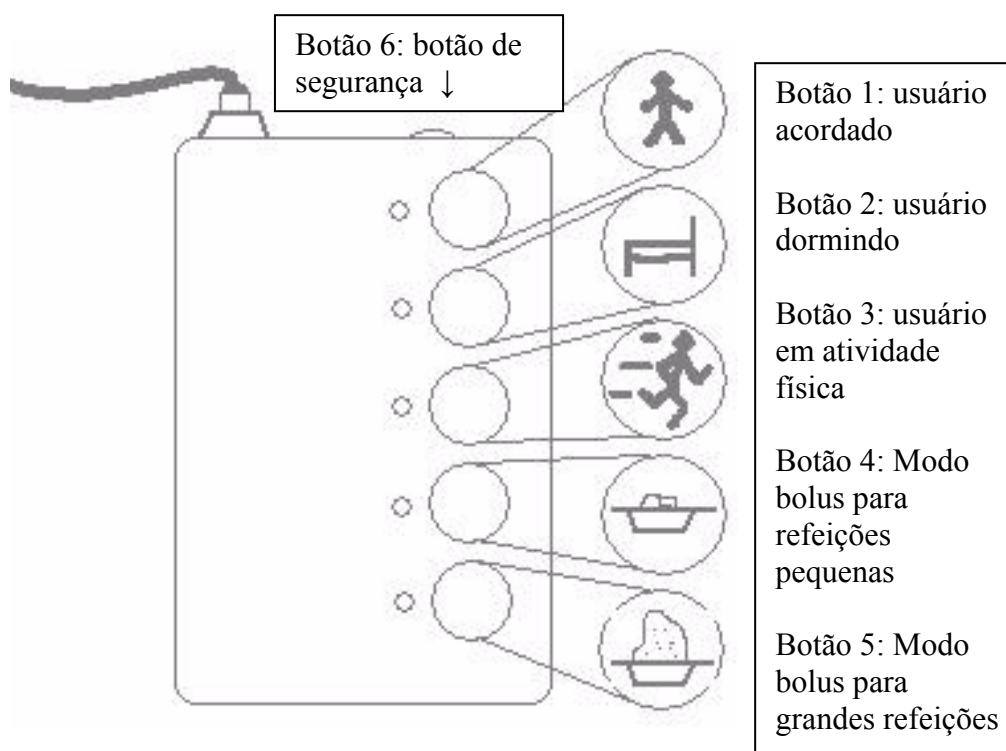


Figura 4.1 – Projeção esquemática / artística da bomba de insulina desenvolvida

O projeto do desenho, feito pelo autor, é uma bomba funcional e compacta composta de: um gabinete, uma seringa, um *scalp* (cânula), um circuito elétrico, uma bateria e seis botões.

O gabinete é forjado em poliéster. Possui design compacto e arredondado. Visa portabilidade, discrição e segurança. A segurança é atingida por sua resistência à água e a impactos mais leves.

A seringa é o reservatório da insulina a ser infundida. Juntamente com o *scalp* e o motor elétrico, forma o conjunto de infusão.

O circuito elétrico dita o ritmo com que o conjunto de infusão deve bombear a insulina. Esse ritmo é definido pelo usuário por meio dos 6 botões.

Os três primeiros botões, os botões de ritmo, são responsáveis por manter as taxas de infusão contínua de insulina. Respectivamente, quando usuário está acordado, dormindo ou em atividade física.

Os dois últimos botões são os botões de *bolus*, que são responsáveis por ativar um pico de insulina para controlar a glicemia após as refeições. Respectivamente, para pequenas refeições e para grandes refeições. Após o pico (bolus) de insulina, a bomba volta a infundir a taxa basal de insulina de um usuário acordado.

O sexto botão, localizado no topo do aparelho, é o botão de segurança. Esse botão tem por função, evitar o acionamento acidental dos outros botões. Deve ser pressionado concomitantemente com os demais para ativar suas respectivas funções.

A bateria fornece a energia necessária para o funcionamento do circuito. É recarregável e fornece boa autonomia ao equipamento.

O circuito eletrônico é o responsável pelo controle das taxas de infusão intermediando os comandos do usuário e o funcionamento do conjunto de infusão.

4.2.1 Protótipo

O sistema aqui descrito é do tipo fechado. Dada a maior facilidade de execução e a comprovada eficiência desse tipo de sistema. A via de infusão escolhida foi a subcutânea, a habitualmente usada pelas bombas de infusão, já que é de fácil acesso para o usuário e permitem maior discrição no uso da bomba.

Inicialmente, a funcionalidade foi a preocupação, sendo primeiramente feito um protótipo funcional de dimensões maiores do que as inicialmente pretendidas (mostrado na Figura 4.2), para daí partir para uma posterior miniaturização mostrada na Figura 4.3.

Foi montado, como já dito, com base no Kit dsPICLab, em um motor

elétrico maior e em uma seringa grande, como pode ser visto na Figura 4.2.

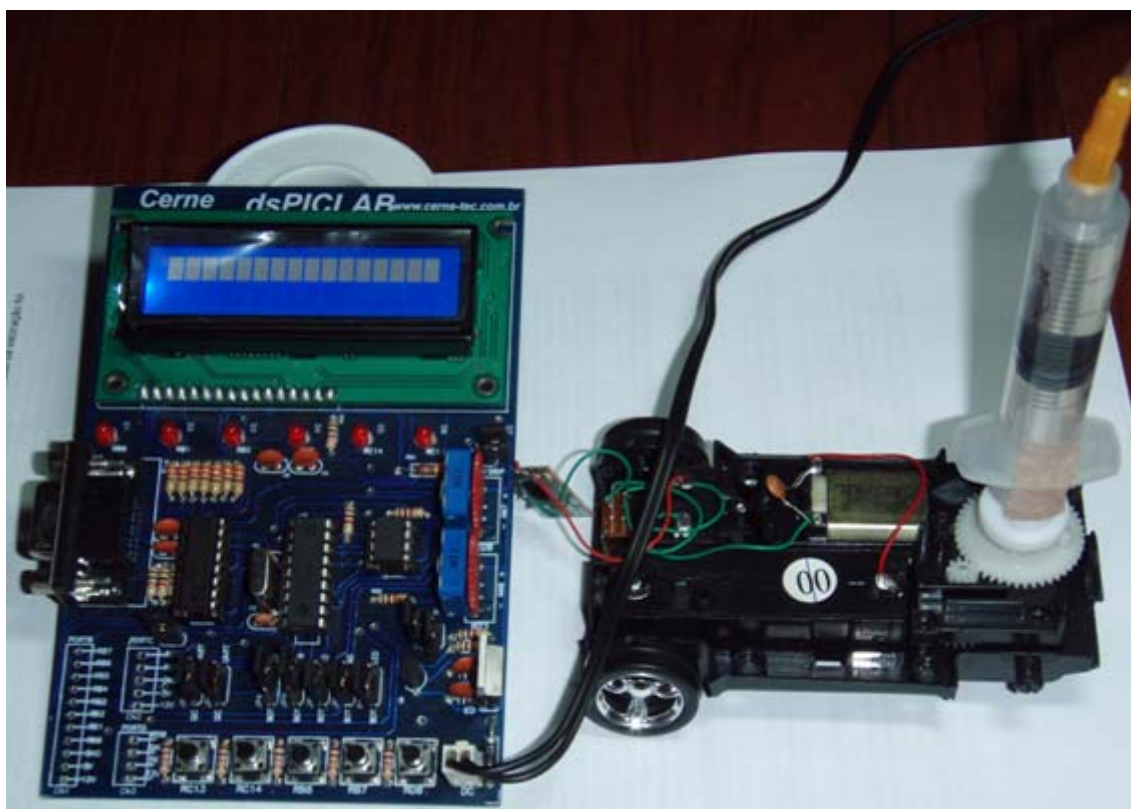


Figura 4.2 – Protótipo demonstrativo

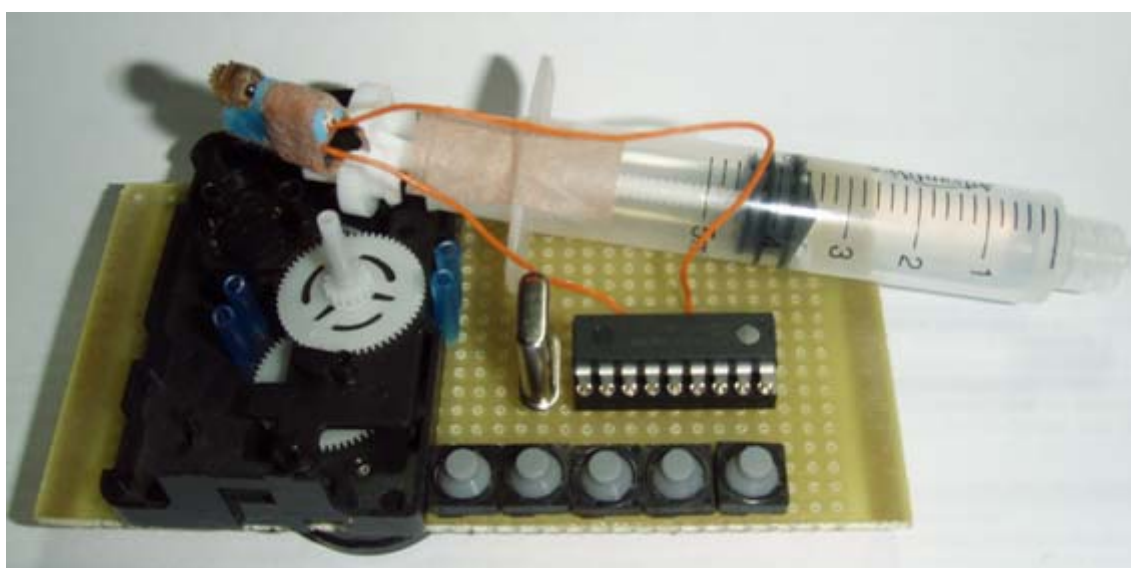


Figura 4.3 – Miniaturização da bomba

Com os equipamentos necessários em mãos, é preciso fazê-los

interagir. O projeto prevê que o motor elétrico associado com a caixa de redução, com uma seringa e uma cânula (*scalp*) formam o conjunto de infusão.

Para que esse conjunto infunda as taxas terapêuticas (precisas) de insulina, o papel do microcontrolador se mostra fundamental. O microcontrolador envia, de acordo com a programação, a taxa adequada de insulina para cada situação.

O kit já possui os cinco botões de função, microcontrolados, necessários. O sexto botão (o de segurança) não é necessário que esteja na placa do protótipo, já que sua função é apenas a de fechar o circuito entre os outros 5 e o microcontrolador.

O motor é ligado à saída RB0 do microcontrolador e os cinco botões às entradas RC13, RC14, RB6, RB7 e RD0.

O protótipo baseado na placa dsPICLab é completamente funcional, mas desenvolvido não para ser usado como terapêutica, mas como ferramenta de demonstração das funcionalidades de uma futura miniaturização.

As taxas infundidas por esse protótipo não são necessariamente fisiológicas e visam apenas demonstrar que o equipamento é capaz de "bombear" diferentes níveis de insulina. Com a programação adequada, se torna capaz de bombear insulina em níveis muito próximos dos fisiológicos como ilustra a Figura 4.4.

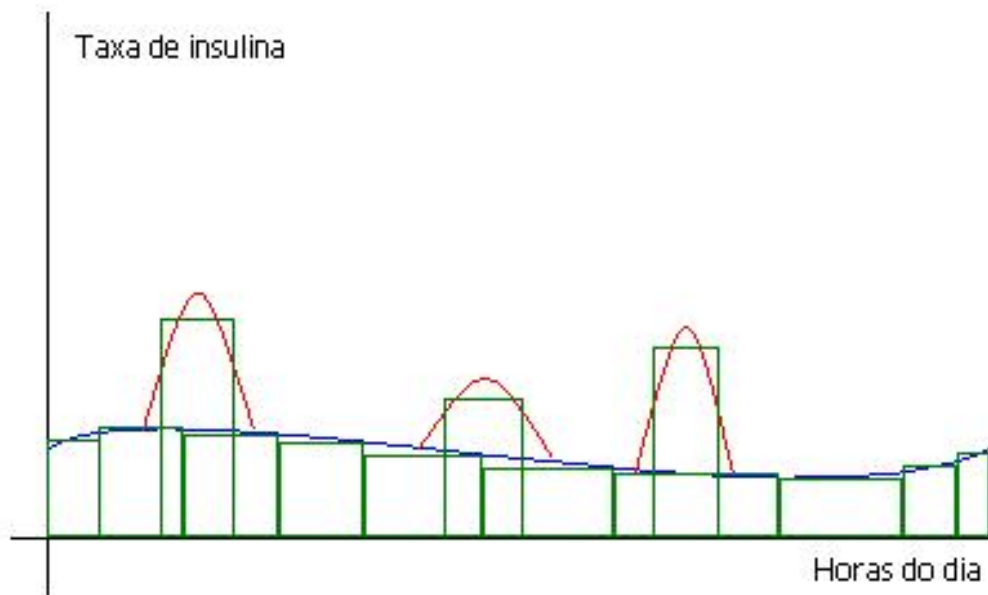


Figura 4.4 – Taxa de insulina no sangue durante o dia

A figura mostra, em azul, a variação das taxas de insulina basal no sangue de um indivíduo normal durante o dia. Em vermelho, os níveis de insulina após as refeições, e em verde a insulina bombeada pela bomba de infusão contínua de insulina. Vale lembrar que a insulina é bombeada no tecido subcutâneo, sendo paulatinamente passada ao sangue, representando níveis sanguíneos próximos a uma curva e não de platôs, como mostra o gráfico.

4.2.2 O Firmware

O firmware desenvolvido para a bomba de infusão de insulina, cujo o código-fonte é mostrado no apêndice A, obedece ao fluxograma mostrado na Figura 4.5.

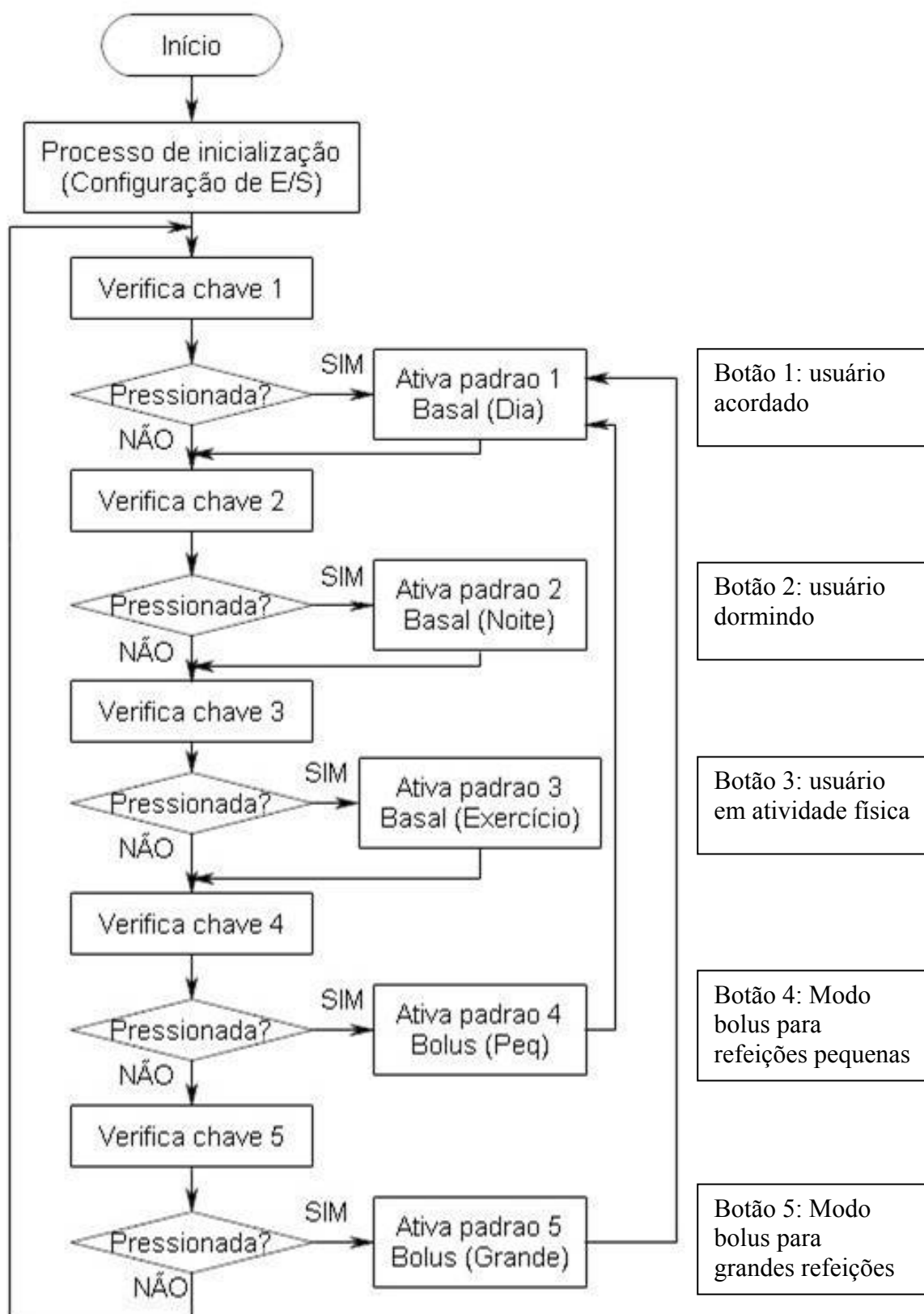


Figura 4.5 – Fluxograma do firmware controlador da bomba

O fluxograma resume a idéia geral do software controlador da bomba

(*firmware*). O *firmware* desenvolvido e gravado no PIC (o microcontrolador) funciona da forma mais simples possível. O PIC é inicializado ao ligar-se a bomba. As entradas e saídas são configuradas e então se inicia uma varredura dos botões. Varrendo os 5 botões (chaves da Figura 4.5) o microcontrolador “percebe” quando um dos botões é pressionado, mudando o padrão de infusão de insulina, se for o caso.

O sexto botão é à parte do circuito lógico. Esse (o botão de segurança) impede a ativação acidental dos outros cinco botões cortando sua fonte de energia.

O programa desenvolvido permite que o microcontrolador comande o motor elétrico, controlando as taxas de infusão de insulina. Isso, obedecendo aos comandos do usuário e de acordo com uma programação prévia feita pelo médico. A programação é personalizada para cada paciente, após avaliação médica cuidadosa. Esclarecendo, o médico programa cada padrão e ao usuário, cabe ativá-los.

Como já explicado anteriormente, os três primeiros botões (chaves no fluxograma) são de ritmo, isto é, são responsáveis por manter as taxas de infusão contínua de insulina. Respectivamente, quando usuário está acordado, dormindo ou em atividade física.

As duas últimas chaves são os botões de *bolus*, que são responsáveis por ativar um pico de insulina para controlar a glicemia após as refeições, respectivamente, para pequenas refeições e para grandes refeições. Após o pico (*bolus*) de insulina, a bomba volta a infundir a taxa basal de insulina de um usuário acordado (o padrão 1 do fluxograma do firmware controlador da bomba).

Outro código consta no Apêndice B, programa responsável por controlar o kit de modo ilustrativo, mostrando o motor bombeando a insulina de modo contínuo e intermitente.

4.3 Considerações Sobre o Hardware

A bomba utiliza motor elétrico retirado de um *vibracall* de celular, que alia as características, baixo custo, eficiência, baixo consumo e dimensões reduzidas.

Foi usado um único microcontrolador para administrar todas as funções da bomba. O microcontrolador utilizado é de baixo custo, facilmente programável, e também possui dimensões reduzidas.

O circuito foi projetado de forma que fossem utilizados o menor número possível de componentes, para evitar gastos e reduzir as dimensões do projeto.

O gabinete que abriga o conjunto circuito elétrico / mecânico, como não foi encontrado similar no mercado que atendesse às exigências impostas pelo projeto, foi forjado pelo próprio estudante, em poliéster. Material esse que alia as exigências de custo, bem como resistência mecânica e à água, além de propiciar um bom acabamento ao produto final.

A bateria recarregável (de celular), garante o preço acessível, a fácil reposição e boa autonomia e ainda atente às exigências de tamanho do projeto.

Os leds indicadores da função e estado atual da bomba, fazem as vezes de monitor, substituindo o display de LCD.

As peças plásticas do projeto foram manufaturadas em poliéster. Para a fabricação, primeiro foram moldadas peças em argila, durepoxi® ou modificadas peças já existentes. Depois que as peças ficaram prontas foram envoltas em silicone industrial, produzindo-se assim, as fôrmas. Com as fôrmas secas, o poliéster líquido, foi então transformado nas peças finais. Após, as peças eram testadas e se necessário refabricadas. Colocar no desenvolvimento?

4.4 Dificuldades

As principais dificuldades encontradas foram nos imprevistos:

- incompatibilidades entre softwares e hardwares;
- erros de compilação aparentemente sem explicações;
- peças mecânicas que não interagiam da maneira esperada, mesmo após várias refabricações.

Isso, fora as dificuldades de se encontrar peças nas dimensões desejadas, tendo que forjá-las o próprio autor. A Figura 4.5 mostra alguns dos materiais utilizados para a fabricação das peças usadas no projeto (engrenagens e o gabinete).



Figura 4.5 – Materiais utilizados para a fabricação de peças

Inclusive o autor foi forçado a fabricar uma lupa que atendesse às características adequadas para a elaboração de engrenagens pequenas. A Figura 4.6 mostra os componentes da lupa eletrônica montada pelo autor.

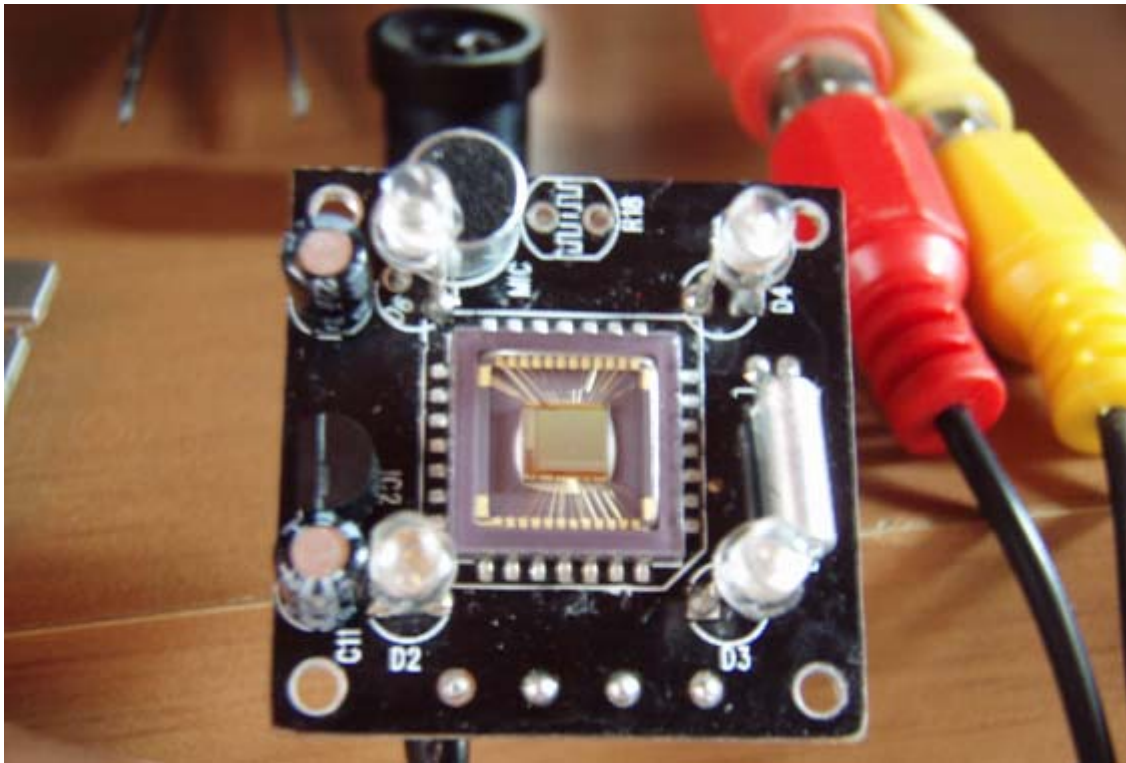


Figura 4.6 – Lupa eletrônica

Os componentes da lupa eletrônica, montada para auxiliar a fabricação das peças plásticas, são um circuito CMOS (circuito de captação de imagens) de uma câmera de segurança de boa qualidade de imagem; e uma lente de macro (ao fundo da Figura 4.6), que permite grande aproximação aos objetos, sem perder o foco.

5 RESULTADOS E SIMULAÇÕES

Os teste para validação do projeto foram executados levando-se em conta as premissas para desenvolvimento do mesmo (baixo custo, facilidade de uso, portabilidade, eficiência no controle glicêmico e segurança) além dos objetivos inicialmente propostos.

Quanto às premissas, todas foram atingidas.

O baixo custo foi atingido utilizando-se apenas materiais baratos, de fácil aquisição no mercado, e algumas peças (mais difíceis de serem encontradas ou não disponíveis no mercado) foram fabricadas pelo próprio autor. Além disso, os materiais descartáveis, que devem ser trocados periodicamente, são os mesmos utilizados nas injeções de insulina tradicionais, porém com a vantagem de serem trocados com intervalos muito maiores (de até seis vezes por dia nos tratamento intensivos para uma vez a cada três dias), representando além de baixo custo, uma economia.

Na Tabela 5.1 são mostrados os materiais usados e seus respectivos preços na época do desenvolvimento do trabalho.

Tabela 5.1 – Custo da bomba desenvolvida

Componentes	Valor
Botões, leds e cristal	R\$ 12,00
Bateria de celular ou pilhas recarregáveis + carregador	R\$ 25,00
Seringa + <i>scalp</i>	R\$ 1,00
Motor elétrico + engrenagens (caixa de redução)	R\$ 22,00
dsPIC 30F3012	R\$ 39,00
Total	R\$ 99,00

Todos os valores são referentes aos preços das peças compradas

avulsas em lojas e já incluem impostos, taxas de importação e frete. Vale lembrar que o protótipo foi desenvolvido com base no microcontrolador dsPIC, mas o programa é totalmente compatível com o PIC 16F84A utilizado na miniaturização, reduzindo o custo do protótipo para R\$79,00.

A facilidade de uso foi atingida com uma interface amigável e intuitiva (evidenciada por desenhos auto-explicativos e simples), além de se ter conseguido condensar todas as funções da bomba em apenas 5 botões de acionamento único.

A eficiência do tratamento é reforçada por trabalhos que mostram que sistemas abertos de infusão contínua de insulina promovem controle adequado da glicemia, como explicado por Bondansky em 1988. Mas como é preciso provar a eficácia da bomba em si, foi realizada uma bateria de testes para avaliar a precisão da infusão de insulina. Um comparativo da bomba desenvolvida com duas bombas comerciais é mostrado na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Comparativo entre as bombas

	Accu-Chek Spirit	H-Tronplus V 100	Bomba desenvolvida
Dimensões	81 x 55 x 20 mm	Não informado pelo fabricante	100 x 49 x 15 mm
Peso	Aproximadamente 100 g	Não informado pelo fabricante	Aproximadamente 80 g com 150 UI de insulina + bateria de celular (sem invólucro)
Invólucro	robusto, de plástico resistente ao choque e a produtos químicos, arestas arredondadas e ergonômicas	policarbonato com as extremidades arredondadas e de alta resistência e a prova de	A ser desenvolvido em poliéster: à prova d'água

		choque	
Alimentação	Pilhas alcalinas normais de tamanho AA ou recarregáveis	duas baterias de óxido de prata de 3V	Pilhas AAA recarregáveis ou bateria de celular (qualquer uma entre 3,0 e 6,0 V)
Visor	de cristal líquido com texto e símbolos auto – explicativo; tela reversível 180 graus; luz de fundo	LCD gráfico	N/A (possível de ser implementado vide apêndice D)
Perfil basal	5 diferentes perfis de taxa basal	Não informado pelo fabricante	3 perfis diferentes
Dose	mínima de 0.1 UI/h. máxima de 25 UI/h	mínima de 0.5 UI/h. máxima de 25 UI/h	Mínima de 0,5 UI/dia Máxima de 450 UI em 10seg
Capacidade	315 UI		Até 450 UI
Administração	1/20 da dose basal horária de 3 em 3 minutos	1/20 da taxa basal programada a cada 3 minutos	0,5 UI em tempos variáveis (entre 0 seg e 24 h)
Bolus	4 tipos	Não informado pelo fabricante	2 tipos
Sistema de segurança	Processador tecnologia dual com alerta e de erros visual, sonoro e/ou por vibração	dois microprocessadores, alarmes com função de interrupção automática	Botão de segurança
Preço			Menos de R\$100,00

A bomba desenvolvida foi comparada com as bombas comerciais Accu-Chek Spirit e H-Tronplus V 100, consideradas duas das bombas mais modernas e mais vendidas da atualidade, em diversos parâmetros, a serem conferidos na Tabela.

Os dados informados na tabela, foram informados pelo próprio fabricante. O preço da bomba desenvolvida neste trabalho é referente a uma unidade sem considerar mão-de-obra, somente o valor dos materiais usados.

Para isso, uma proveta foi utilizada para fazer as vezes do tecido subcutâneo, recebendo a insulina bombeada pelo dispositivo. Cada um dos botões foi acionado e teve suas taxas pré-programadas comparadas com as taxas reais obtidas com as medidas da proveta. Todas obtiveram erros mínimos, de 0,5 UI para as taxas de bolus.

A portabilidade pode ser conferida na Figura 5.1, que mostra o protótipo final, com 98 x 47 x 12 mm.

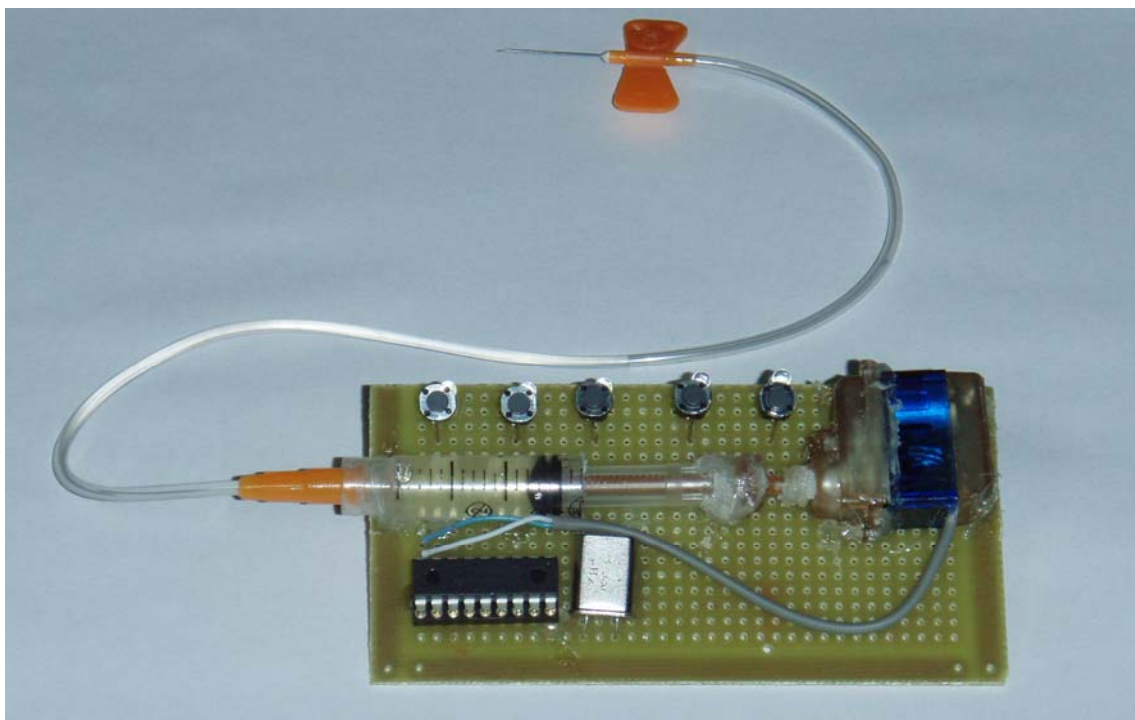


Figura 5.1 – Protótipo final

6 CONCLUSÃO

Com o exposto e o realizado, conclui-se que os objetivos foram atingidos, assim como as exigências propostas de custo portabilidade, resistência e eficiência para o projeto realizado.

A bomba desenvolvida é capaz de infundir quantidades constantes e variáveis de insulina com precisão aceitável e de cumprir com eficiência a tarefa a que se propõe.

Este projeto é um projeto acadêmico, executado de forma artesanal e, ainda, sem pretensões de produção para comercialização e por isso, precisa ainda de ajustes para ser produzida em série.

Não foi testada *in vivo*, não provando sua eficácia nos parâmetros exigentes dos órgãos de saúde, não sendo liberada para uso em humanos. Ainda são necessários inúmeros testes e ajustes até que isso seja possível. Mas espera-se que, de alguma maneira, esse trabalho possa contribuir para a qualidade de vida das pessoas acometidas por esse mal.

6.1 Sugestões de Trabalhos Futuros

O modelo de bomba aqui descrita, apesar de completamente funcional e dentro dos objetivos propostos, suporta inúmeros aperfeiçoamentos. Sendo alguns destes, exeqüíveis em projetos futuros.

Como exemplo de modificações a serem tratadas futuramente, pode-se citar o acréscimo de outros botões funcionais:

- botão de alarme. (para enviar mensagens de socorro via GSM além de um alerta sonoro e uma mensagem visual alertando transeuntes e pessoas competentes sobre alguma intercorrência médica);

- botões de glicemia pós-prandial. São botões acionados pelo usuário para compensar uma possível hiperglicemia ao acaso. Liberariam uma dose pré-calculada (bolus) de insulina de acordo com a glicemia.

Pode-se ainda, experimentar outras vias de infusão. Dentre todas, uma se destaca, a endovenosa. O uso dessa via permitiria uma correção mais ágil da glicemia. Apresenta ainda outras vantagens como a infusão de glicose em casos de hipoglicemia.

Outra função interessante a ser acrescentada, seria a automatização de todo o funcionamento da bomba, inclusive a decisão de quando infundir os *bolus* da medicação e as taxas basais.

Isso seria possível, em tese, acrescentando ao circuito um sensor de glicose que pudesse aferir em intervalos regulares e curtos fornecendo um *feedback* à bomba. O controle poderia ser feito da seguinte forma:

1º Aferir constantemente a glicemia;

2º Se normal, manter infusão basal;

3º Se baixa, parar (ou diminuir) a infusão de insulina, acionar alarme de alerta e se a via de infusão for endovenosa, administrar glicose;

4º Se acima de um valor X (definido pelo médico):

a) infundir de acordo com algoritmo:

-valor glicêmico/Y(definido pelo médico) = Z Ui/h

sendo Z = unidades de insulina a serem administradas por hora.

para que esse algoritmo seja eficaz, é preciso que a glicose seja aferida em intervalos curtos para que Z seja corrigido até que X atinja um valor alvo, de forma que Z seja basal.

ou

b) de acordo com uma tabela (a ser preenchida pelo médico):

Para cada glicemia ($X, X', X'', X''' \dots$), uma taxa de infusão ($Z, Z', Z'', Z''' \dots$).

Onde X é o valor máximo de glicose, Y é uma grandeza adimensional e Z é a velocidade de infusão de insulina.

A bomba oferece ainda a possibilidade de ser usada para a infusão de praticamente qualquer outra medicação. Se mostrando particularmente útil na administração de medicações que exijam um controle preciso ou infusão constante. Esse é o caso de algumas drogas anti-hipertensivas, drogas psicotrópicas e hormônios entre muitas outras, sendo que muitas dessas também se beneficiariam com o uso de um dispositivo de *feedback* autônomo (esfigmomanômetros, medidores de consciência, eletrocardiógrafos entre outros).

Enfim, muitas são as possibilidades de projetos futuros, sendo limitadas apenas pela imaginação de quem aceitar a tarefa de continuar o desenvolvimento desse dispositivo, que poderá representar um salto na qualidade de vida de seus futuros usuários.

GLOSSÁRIO

Afecção – doença

Amputação – procedimento de extirpação de um membro ou parte dele

Artropatia de Charcot – doença articular prevalente no diabético

Aterosclerótica – esclerose (degeneração) das artérias

Bolus - infusões rápidas

Caixa de redução – dispositivo mecânico composto de engrenagens que tem por objetivo diminuir o número de rotações e aumentar o torque de um motor

Disfunção autonômica – disfunção do sistema nervoso autônomo

Doença arterial periférica – doença caracterizada por lesões em artérias periféricas

Doença coronariana – doença resultante de lesões nas artérias coronárias

Doença vascular aterosclerótica – acúmulo de placas de ateroma em artérias, causando doença.

Doença vascular cerebral – doença caracterizada por lesões dos vasos cerebrais

Eletrocardiógrafo – aparelho capaz de gerar gráficos a partir dos estímulos elétricos do coração

Endovenosa – endoflébica, intravenosa, dentro da veia

Esfigmomanômetro – sensor de pressão dos vasos

Etiologia – causa

Exógena – que não é produzido pelo corpo

Glicêmico – que diz respeito à glicose no sangue

Hiperglicemia – glicose (açúcar) elevada no sangue

Hipoglicemia – estado em que a glicose sérica (no sangue) está baixa

Infusão basal – modo de infusão que simula a taxa de excreção contínua de insulina

Insuficiência renal – incapacidade funcional do rim

Insulina – hormônio responsável pelo metabolismo da glicose

Insulinodependente – que depende de insulina exógena

Intraperitoneal – dentro do peritônio (cavidade abdominal)

Metabolizar – Ato de transformar substâncias conforme reações definidas, em um organismo vivo

Morbidade – doença

Nefropatia – doença renal

Neuropatia – doença neurológica

Níveis glicêmicos – níveis de glicose no sangue

Polidipsia – sede intensa

Prandiais – relacionados às refeições (pós-prandiais: após refeições)

Proveta – instrumento de medida utilizado para medir volumes de líquidos com precisão

Retinopatia – doença da retina

Scalp – pequena mangueira provida de agulha utilizada para infusão de medicações dentro da veia

Sérico – referente ao sangue (e.g.: glicose sérica, glicose sangüínea)

SIC – Sistemas de infusão contínua

Úlcera – lesão aberta que atinge o tecido celular subcutâneo

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, Arual Augusto Costa João Sérgio. Manual de diabetes. 3ª ed. São Paulo, Sarvier, 1998.

BANDEIRA, Francisco. Endocrinologia e Diabetes. 1ª. Ed. Medsi, 2003.

BONDANSKY, H Jonathan. Clinical Diabetes an Illustrated Text. 1ª ed. United Kingdom: Elsevier Health Sciences, 1988.

GREENSPAN, Francis. Endocrinologia: Básica e Clínica. 7ª. Ed. McGraw-Hill, 2006.

OLIVEIRA, José Egídio Paulo. Diabetes Mellitus: Clínica, Diagnóstico, Tratamento Multidisciplinar. 1ª. Ed. Atheneu, 2004.

PEREIRA, Fábio. Microcontroladores Pic: Técnicas Avançadas. 3ª ed. São Paulo: Érica, 2004.

SBD, Sociedade Brasileira de Diabetes. Consenso Brasileiro Sobre Diabetes 2002: Diagnóstico e classificação do diabetes melito e tratamento do diabetes melito do tipo 2. Rio de Janeiro, Diagraphic Editora, 2003.

SBD, Sociedade Brasileira de Diabetes. Diabetes na Prática Clínica e-book. <http://www.diabetesebook.org.br>, 2006.

SOUZA, David José. Conectando o PIC 16F877A: Recursos Avançados. 2ª ed. São Paulo: Érica, 2005.

SOUZA, David José. Desbravando o PIC Ampliado e atualizado para PIC16F628A. 8ª ed. São Paulo: Érica, 2005.

VILAR, Lúcio. Endocrinologia Clínica. 3ª. ed. Medsi, 2006.

APÊNDICE C

Descrição detalhada da placa dsPICLAB

O kit é uma placa com diversos componentes comumente usados em projetos microcontrolados, visando economia de tempo e redução da curva de aprendizado.

O microcontrolador utilizado nesse kit é o dsPIC30F3012, que agrega funções importantes freqüentemente utilizadas em projetos eletrônicos.

C.1 Alimentação

A placa dsPICLAB funciona com uma fonte de alimentação de 9V não estabilizada e com no mínimo 400mA de corrente.

C.2 Microcontrolador e Gravação In-Circuit

O microcontrolador utilizado como unidade central de processamento na dsPICLAB é o dsPIC30F3012. Esta placa é equipada com um cristal de 20 MHz.

C.3 Botões

Estão disponíveis na placa 5 botões definidos de forma que se possa testar os recursos disponíveis no dsPIC. Por meio dos botões, podem ser testados os recursos descritos na Tabela C.1.

Tabela C.1 – Pinos dos botões e suas funções

Pino	Descrição
RC13	Clock externo para o timer2
RC14	Clock externo para o timer1
RB6	Interrupção externa 0
RB7	Interrupção externa 2 e entrada de capture 2
RD0	Interrupção externa 1 e entrada de capture 1

Os botões estão em destaque na Figura C.1.

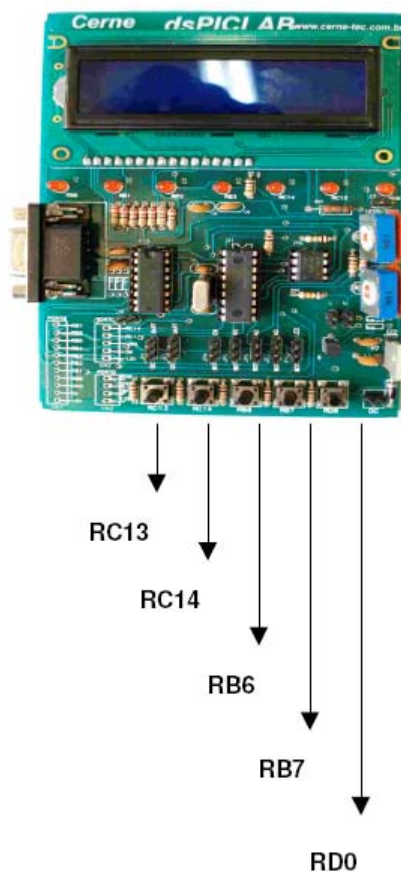


Figura C.1 – Botões do kit e os correspondentes pinos no microcontrolador

Os botões são ligados indiretamente ao microcontrolador, intermediados

pelos *jumpers* destacados na Figura C.2.

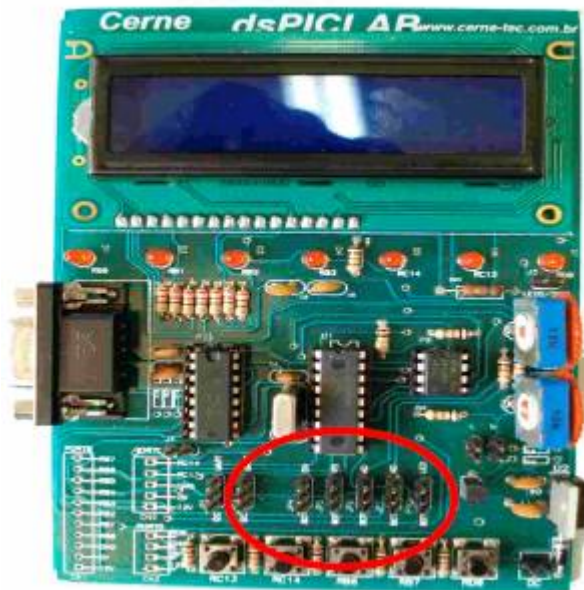


Figura C.2 – *Jumpers* que definem as ligações dos botões aos pinos do microcontrolador

C.4 Leds

Os leds da placa (em destaque na Figura C.3), assim como os botões, podem ser desvinculados do microcontrolador por meio de um jumper que pode visto na Figura C.4.

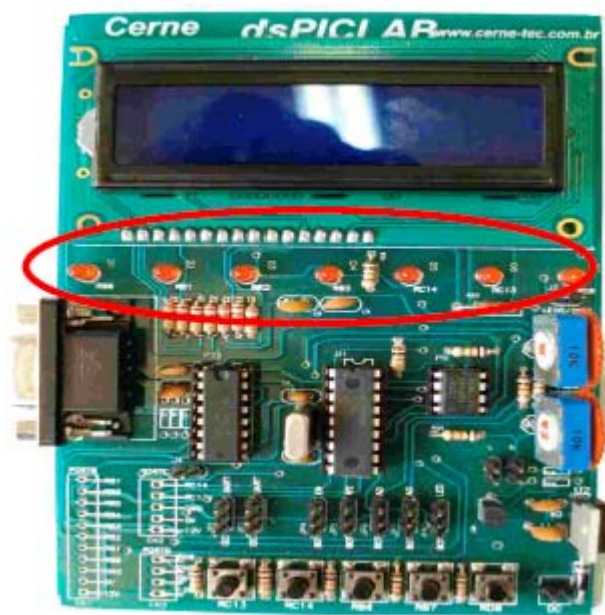


Figura C.3 – Leds ligados ao kit

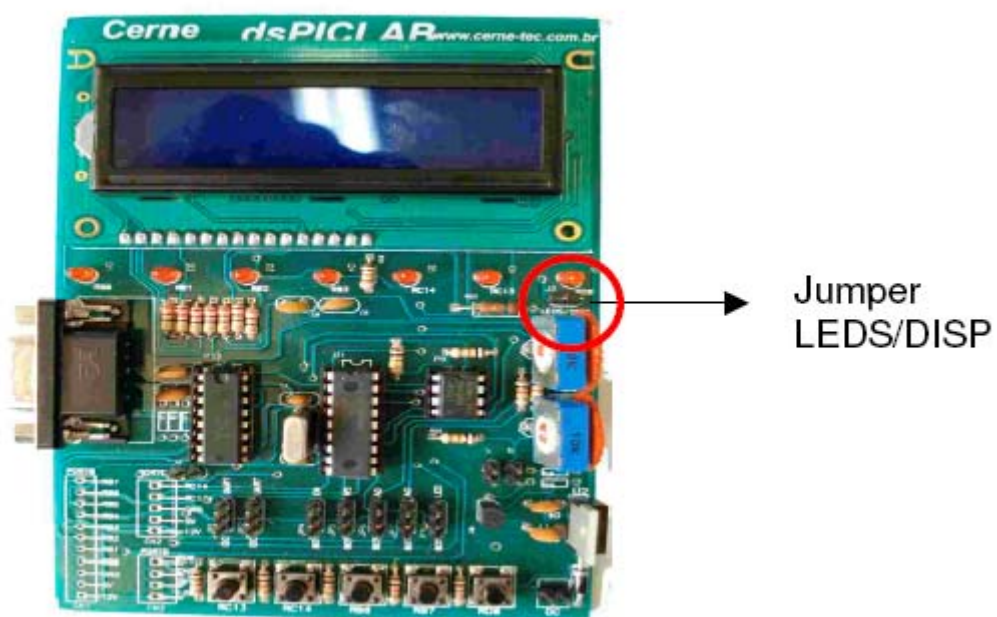


Figura C.4 – Jumper que determina a comunicação dos leds com o microcontrolador

Na Tabela C.2, são mostradas as ligações entre os leds e os pinos do dsPIC na placa em questão.

Tabela C.2 – Ligações dos leds aos pino do dsPIC

Led	Pino dsPIC
D1	RB0
D2	RB1
D3	RB2
D4	RB3
D5	RC14
D6	RC13
D7	RD0

Não existe um *jumper* para cada conexão com dsPIC, mas sim um único *jumper* ligado ao terra dos leds.

C.5 A/D

As conexões analógico / digital são controladas pelos trimpots mostrados em destaque na Figura C.5.

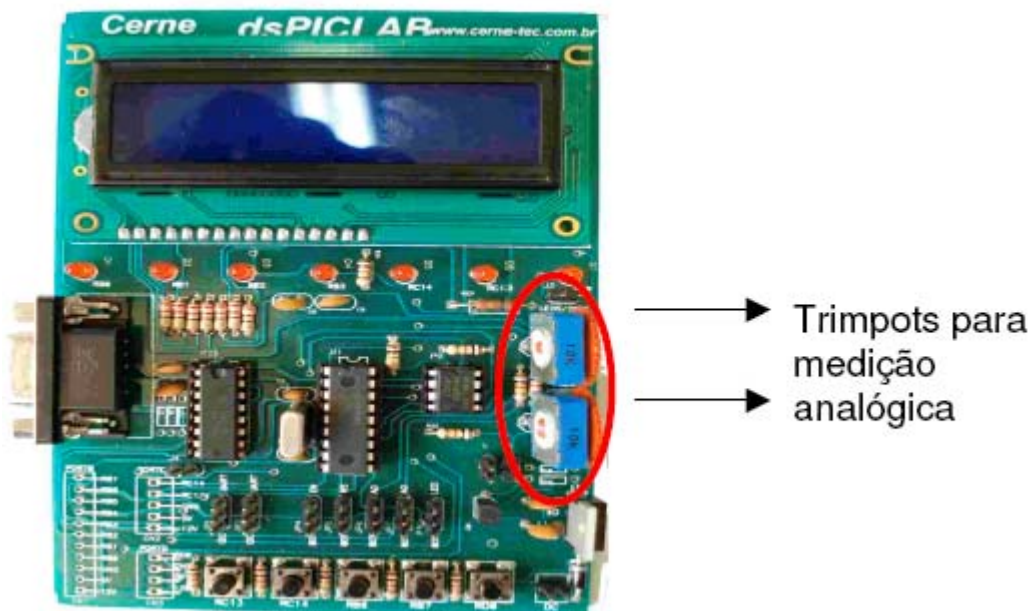


Figura C.5 – Trimpots ligados à entrada analógica do dsPIC

Os trimpots são ligados ao dsPIC nos pinos RB7 e RB6 intermediados pelos *jumpers* mostrados na tabela C.3.

Tabela C.3 – Posição dos *jumpers* e suas configurações

JP4	
Na posição BOT	Na posição EN
RC13 como entrada para botão	RC13 como saída para controle do EN do display LCD
JP5	
Na posição BOT	Na posição RS
RC14 como entrada para botão	RC1 como saída para controle do RS do display LCD
JP6	
Na posição BOT	Na posição AD
RB6 como entrada para botão	RB6 como entrada analógica do trimpot AN6
JP7	
Na posição BOT	Na posição AD
RB7 como entrada para botão	RB7 como entrada analógica do trimpot AN7
P10	
Na posição BOT	Na posição LED
RD0 como entrada para botão	RD0 como saída para o led D7

C.6 Portas de acesso

A placa dsPICLAB disponibiliza acesso a todos os pinos do dsPIC, conforme mostra a Figura C.6. Essas portas são de vital importância ao projeto, já que é por meio delas que o servo motor é conectado ao kit.

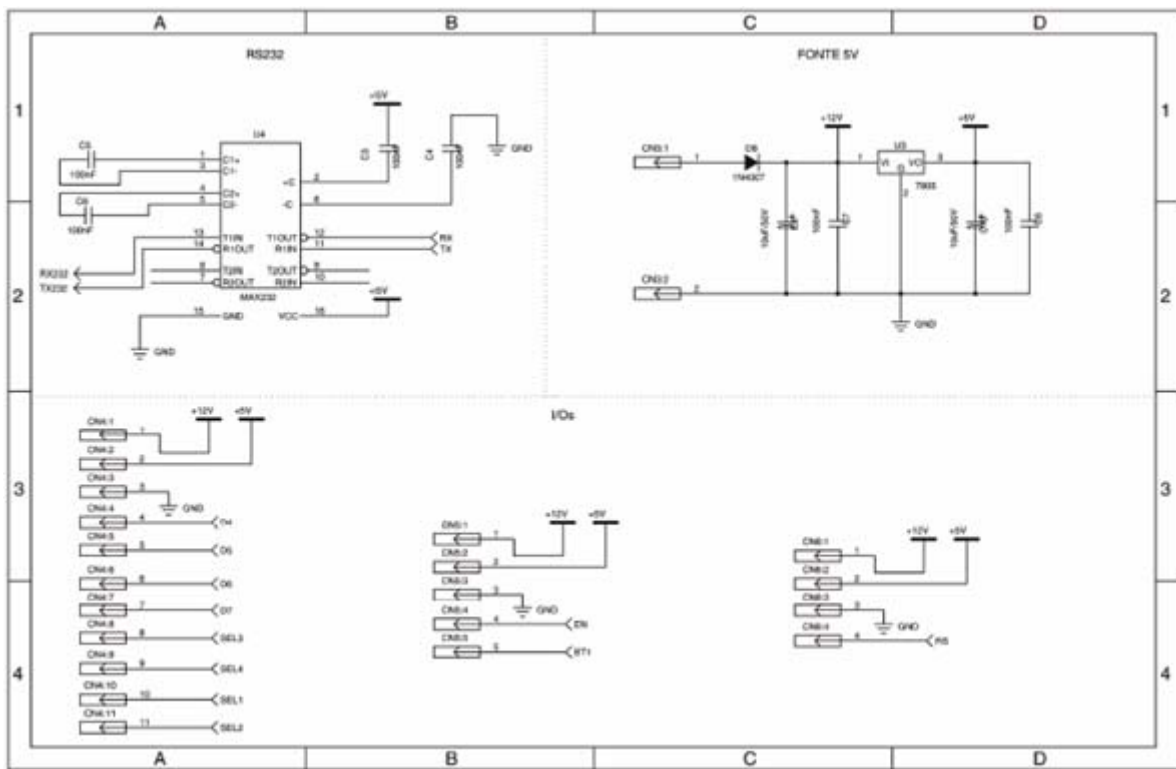


Figura C.8 - Esquema elétrico da placa (verso)

